



MÀSTER UNIVERSITARI EN OPTOMETRIA I CIÈNCIES DE LA VISIÓ

TREBALL FINAL DE MÀSTER

APLICATIU PER A LA MESURA, EN TEMPS REAL, DE LA POSICIÓ DE L'ULL EN UN ESTESIÒMETRE DE BELMONTE.

NORA VENDRELL MASÓ

DIRECTOR: JESÚS CAUM AREGAY
DEPARTAMENT: Lents oftàlmiques

DATA DE LECTURA: 22/06/2017



MÀSTER UNIVERSITARI EN OPTOMETRIA I CIÈNCIES DE LA VISIÓ

El Sr. Jesús CAUM AREGAY, com a tutor i director del treball,

CERTIFICA

Que el Sra. Nora VENDRELL MASÓ ha realitzat sota la seva supervisió el treball: Aplicatiu per a la mesura, en temps real, de la posició de l'ull en un estesiòmetre de Belmonte, que es recull en aquesta memòria per optar al títol de màster en Optometria i Ciències de la Visió.

I per a què consti, signo aquest certificat.

Sr. Jesús CAUM AREGAY

Director del TFM

Terrassa, 24 de MAIG de 2017



MÀSTER UNIVERSITARI EN OPTOMETRIA I CIÈNCIES DE LA VISIÓ

APLICATIU PER A LA MESURA, EN TEMPS REAL, DE LA POSICIÓ DE L'ULL EN UN ESTESIÒMETRE DE BELMONTE.

RESUM

En aquest treball es proposa dissenyar i construir un sensor sense contacte, capaç de mesurar en temps real la distància compresa entre el disparador de gasos i l'àpex corneal d'un pacient, utilitzant un estesiòmetre de Belmonte. La seva finalitat és cobrir les mancances que presenta l'actual disseny.

Per a la seva realització, s'ha requerit una recerca prèvia. Aquesta, ha estat necessària per a conèixer el disseny actual i valorar-ne els avantatges i inconvenients. A més a més, ha estat necessari definir els requeriments del sensor a desenvolupar: un rang de mesura entre 3 i 10 mm, una resolució de 0,1 mm/píxel i un temps màxim entre mesures de 0,5 s. Una vegada determinats els requisits que ha de presentar el sensor, a través del programari *Matlab*, s'han dissenyat els algorismes necessaris per a desenvolupar-ho: calibratge, mesura de la distància i robustesa de l'algoritme, tot proposant idees per a la millora de la solidesa en treballs futurs.

Com a últim pas, utilitzant una càmera web, s'ha dut a terme el muntatge del sensor. El resultat obtingut és un sensor capaç de resoldre amb una precisió de dècimes de mil·límetre, la distància entre el disparador de gasos de l'estesiòmetre i la còrnia.



MÀSTER UNIVERSITARI EN OPTOMETRIA I CIÈNCIES DE LA VISIÓ

APLICATIVO PARA LA MEDIDA, EN TIEMPO REAL, DE LA POSICIÓN DEL OJO EN UN ESTESÍÓMETRO DE BELMONTE.

RESUMEN

En este trabajo se propone diseñar y construir un sensor sin contacto, capaz de medir en tiempo real la distancia comprendida entre el disparador de gases y el ápex corneal de un paciente, utilizando un estesiómetro de Belmonte. Su finalidad es cubrir las carencias que presenta el actual diseño.

Para su realización, se ha requerido una recerca previa. Esta, ha sido necesaria para conocer el diseño actual i valorar las ventajas e inconvenientes. Además, ha sido necesario definir los requerimientos del sensor a desarrollar: un rango de medida entre 3 y 10 mm, una resolución de 0,1 mm/píxel y un tiempo máximo entre medidas de 0,5 s. Una vez determinados los requisitos que debe presentar el sensor, a través del programario *Matlab*, se han diseñado los algoritmos necesarios para desarrollarlo: calibración, medida de la distancia y robustez del algoritmo, proponiendo ideas para la mejora de la solidez en trabajos futuros.

Como último paso, utilizando una camera web, se ha llevado a cabo el montaje del sensor. El resultado obtenido es un sensor capaz de resolver con una precisión de decimas de milímetro, la distancia entre el disparador de gases del estesiómetro y la córnea.



MÀSTER UNIVERSITARI EN OPTOMETRIA I CIÈNCIES DE LA VISIÓ

APPLICATION TO MEASURE THE POSITION OF THE EYE IN A BELMONTE'S AESTHESIOMETER IN REAL TIME.

SUMMARY

The aim of this study is designing and building a non-contact sensor capable of measuring, in a real time, the distance between the release of gases and the corneal apex of a Belmonte's aesthesiometer patient. The main purpose is to improve the weaknesses of the current device.

To be able to carry it out, it has been necessary a research to check the current design of Belmonte's aesthesiometer, and perform an assessment of its benefits and drawbacks. Furthermore, it has also been essential to determine the requirements for developing the sensor: a measure range between 3 and 10 mm, a resolution of 0,1 mm/pixel and a maximum time between measures of 0,5 s. After having the results and taking in consideration the requirement of the sensor, through the Matlab software, the algorithms needed for this development has been designed: calibration, measure of distance and algorithm's robustness. The main idea is suggesting ideas to improve its strength in the future.

To conclude, the sensor assembly has been made using a webcam. The result gives us a high accuracy sensor able to solve the distance between the gas trigger and the cornea, with a precision of tenths of millimeter.



Agraïments

Primer de tot, donar les gràcies al meu tutor, Jesús Caum, per tota la paciència que ha tingut, la seva ajuda, els consells i la seva bona disposició.

També, agrair a en Pau Arnal la paciència i la comprensió que ha tingut durant aquests llargs mesos. Gràcies per fer-me de calculadora i per intentar ajudar-me sempre, encara que no tinguessis ni idea de la resposta.

Per últim, però no menys important, gràcies a l'Aniol Planagumà i la Marina Berta, per estar sempre a allà, aguantar-me, fer-me de correctors i compartir els mals de cap. Sempre les tasques llargues es fan més agradables si es comparteixen amb vosaltres.



Índex

1	Introducció.....	1
1.1	Propòsit i objectius	1
1.2	Motivació	1
1.3	Metodologia	2
1.4	Estat de l'art	2
1.5	Estructura del treball	7
2	Disseny del sensor.....	8
2.1	Especificacions de la càmera web	8
2.2	Especificacions del sistema de mesura	10
3	Descripció dels algoritmes.....	12
3.1	Calibratge	12
3.2	Mesura de la distància	16
3.3	Detecció de la parpella	20
3.4	Robustesa de l'algoritme	24
4	Valoració del sensor dissenyat.....	29
5	Conclusions	31
6	Bibliografia.....	32

1 Introducció

1.1 Propòsit i objectius

La voluntat d'aquest treball és realitzar un sensor sense contacte, que permeti mesurar en temps real la distància compresa entre el disparador de gasos de l'estesiòmetre de Belmonte i l'àpex corneal del pacient, basat en el processat de les imatges captades mitjançant una web cam.

Per dur-ho a terme els objectius proposats són els següents:

- Descriure les característiques necessàries del sensor.
- Trobar un mètode que permeti detectar l'àpex corneal del pacient en una imatge.
- Dissenyar algoritmes que permetin dur a terme un sensor sense contacte capaç de determinar distància compresa entre el disparador de gasos i l'àpex corneal en temps real.
- Valorar els avantatges i inconvenients del sensor dissenyat.

1.2 Motivació

Els motius que em van conduir a l'elecció d'aquest tema pel desenvolupament del treball final de màster, van ser diversos:

Primerament, després de la bona experiència extreta del treball final de carrera, tenia clar l'elecció del professor Jesús Caum, per desenvolupar el treball final de màster. Aleshores vaig decidir anar a parlar amb ell, docent del departament de lents oftàlmiques, per a demanar-li que em tutoritzés aquest treball i la seva opinió sobre l'elecció del tema.

Va ser llavors, quan ell em va exposar els inconvenients que presenta el disseny de l'estesiòmetre de Belmonte i em va proposar dissenyar un sensor sense contacte a través d'algoritmes en l'entorn de Matlab per donar solució a la problemàtica que aquest presenta. Ja havia treballat amb aquest programari amb anterioritat, però haver de desenvolupar algoritmes molt més complexos i elaborats em va despertar un sentiment de superació i em vaig proposar com a objectiu aconseguir-ho.

1.3 Metodologia

Per assolir els objectius proposats en aquest treball, la metodologia emprada és la descrita a continuació:

En primer lloc, a través de diferents publicacions d'articles, s'ha dut a terme una recerca dels diferents tipus d'estesiòmetres corneals, fent especial inspecció al disseny de l'estesiòmetre de Belmonte. Una vegada conegut el disseny de l'estesiòmetre de Belmonte, s'ha realitzat una valoració dels avantatges i inconvenients que aquest presenta, utilitzant càlculs teòrics per posar-los en manifest.

Seguidament, a través del programari *Matlab*, s'han dissenyat els algorismes implementats al sensor, que permeten el calibratge i la mesura en temps real de la distància compresa entre el disparador de gasos de l'estesiòmetre de Belmonte i l'apex corneal del pacient. La verificació dels algorismes s'ha dut a terme mitjançant els registres obtinguts amb el suport d'una càmera web integrada al sensor.

Per últim, s'ha realitzat una valoració del sensor dissenyat, exposant els avantatges que presenta introduir aquest sensor al disseny de l'estesiòmetre de Belmonte i que es podria fer per a millorar-lo.

1.4 Estat de l'art

L'estesiometria és una tècnica utilitzada per a mesurar la sensibilitat davant un estímul, entre d'altres, la sensibilitat corneal. Existeixen diferents tipus d'estesiòmetres corneals comercialitzats actualment: de contacte i sense contacte.

Els estesiòmetres de contacte es basen en la força exercida per una superfície coneguda sobre la còrnia. Dins d'aquest grup, el més popular és l'estesiòmetre de Cochet-Bonet, que consisteix en un fil de Nylon (diàmetre = 0,12mm) que es recolza sobre la superfície corneal fins que aquest es corba. Variar la seva longitud permet aplicar diferents intensitats d'estímul (Nazarian & O'Leary, 1985).

Aquest tipus d'estesiòmetres requereixen una alta precisió, fent que la mecànica d'aquests sigui d'elevada complexitat. A més a més, en tractar-se d'un mètode invasiu existeix un risc de lesió en ulls hipoestèsics¹ i en pacients aprensius suposa una mesura poc fiable, ja que el fet d'utilitzar un estímul visible pot influir en el resultat.

Per evitar la problemàtica present en l'estesiometria de contacte, posteriorment es va desenvolupar l'estesiometria sense contacte, basada en impulsos de gas per exercir la pressió sobre la superfície corneal. Dins aquest grup el més recent és l'estesiòmetre de Belmonte.

L'estesiòmetre de Belmonte (Figura 1.1) consisteix en un aparell que dirigeix a la còrnia impulsos de gasos (aire i CO₂) en diferents concentracions i temperatura. L'instrument utilitza un mètode no invasiu i és útil per l'exploració de la sensibilitat mecànica, química i tèrmica de la còrnia.



Figura 1.1. Estesiòmetre de Belmonte. Diàmetre disparador de gasos: 0,8mm

En la figura 1.2 es representa l'esquema del funcionament de l'estesiòmetre de Belmonte. On s'observa que aquest consta de dos cilindres omplerts amb dos gasos diferents, aire i CO₂. Aquests dos gasos es barregen en una proporció controlada i se'ls designa una temperatura mitjançant un dispositiu de control de temperatura. El flux resultant és dirigit al disparador de gasos, permetent que aquest arribi a la còrnia, situada a 5mm del disparador (Belmonte, Acosta, Schmelz, & Gallar, 1999).

¹ Hipoèstesia: Disminució de la sensibilitat tàctil als diferents estímuls.

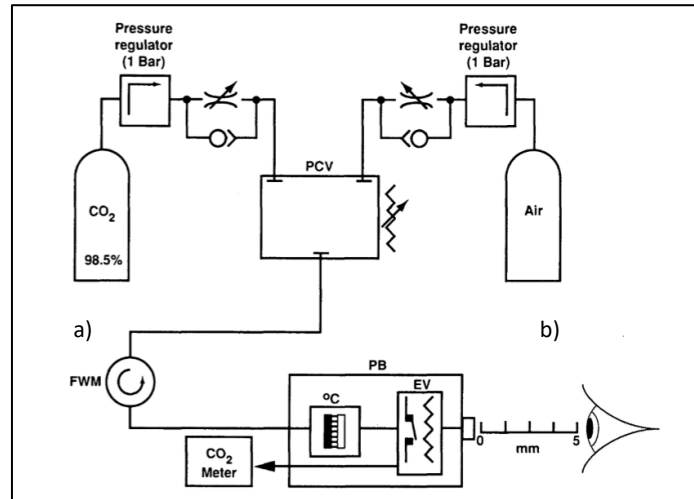


Figura 1.2. Esquema Estesiòmetre de Belmonte. a) Cilindre que conté aire, b) cilindre que conté CO₂, PCV) vàlvula on es produeix la barreja dels dos gasos a una proporció controlada, FWM) caudalímetre on s'ajusta el flux de gasos final, PB) sonda que conté un dispositiu de control de temperatura.

Font: Belmonte, Acosta, Schmelz, & Gallar, (1999). Measurement of Corneal Sensitivity to Mechanical and Chemical Stimulation with a CO₂ Esthesiometer [Il·lustració]

En aquest instrument, s'assumeix la distància compresa entre el disparador de gasos i l'àpex corneal com a 5mm, però no disposa de cap sistema de mesura que verifiqui aquesta distància. Existeixen estudis on s'exposa que la sensibilitat de la còrnia depèn de l'àrea estimulada. Segons Belmonte, Acosta, Schmelz, & Gallar (1999) "Com més gran sigui l'àrea estimulada menor serà el llindar de sensibilitat mecànica" (p.518).

A continuació s'analitzarà com influeix la variació d'aquesta distància en l'àrea d'impacte sobre la còrnia:

Tal i com indiquen Belmonte, Acosta, Schmelz, & Gallar (1999), assumint la distància entre el disparador i la còrnia com a 5mm (d, en la figura 1.3), l'àrea estimulada pel flux de gasos és una el·lipse de 3,5 × 3mm.

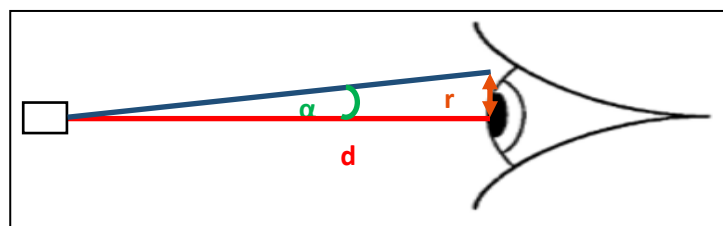


Figura 1.3. Relació distància / radi d'impacte

Aleshores aplicant les equacions 1-1 i 1-2 es podrà determinar l'àrea d'impacte sobre la còrnia.

$$\text{Àrea el·lipse} = \pi \times r_1 \times r_2 \quad (1-1)$$

$$\text{Àrea el·lipse} = \pi \times 3,5 \times 3 = 32,99 \text{ mm}^2 \quad (1-2)$$

Si s'assumeix la propagació dels gasos com una forma cònica perfecta i se suposa l'àrea estimulada pel flux de gasos com a circular, amb l'objectiu de simplificar els càlculs, aplicant les següents equacions es podrà determinar el radi de la circumferència equivalent.

$$\text{Àrea circumferència equivalent} = \pi \times r^2 \quad (1-3)$$

$$r = \sqrt{\frac{32,99}{\pi}} = 3,24 \text{ mm} \quad (1-4)$$

Per tant, l'angle que subtendeix aquesta distància (d) i el radi d'impacte serà de $32,94^\circ$ (Equacions 1-5 i 1-6).

$$\text{tg} \alpha = \frac{r}{d} \quad (1-5)$$

$$\alpha = \text{arctg} \frac{r}{5_{\text{mm}}} = 32,94^\circ \quad (1-6)$$

Una vegada conegut aquest angle, es podrà determinar l'àrea d'impacte dels gasos sobre la còrnia en funció de la distància entre el disparador i la còrnia (Figura 1.4).

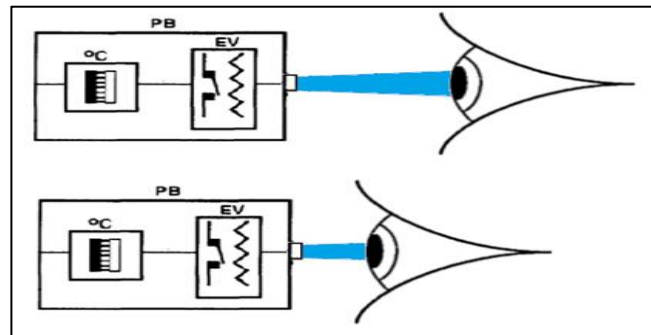
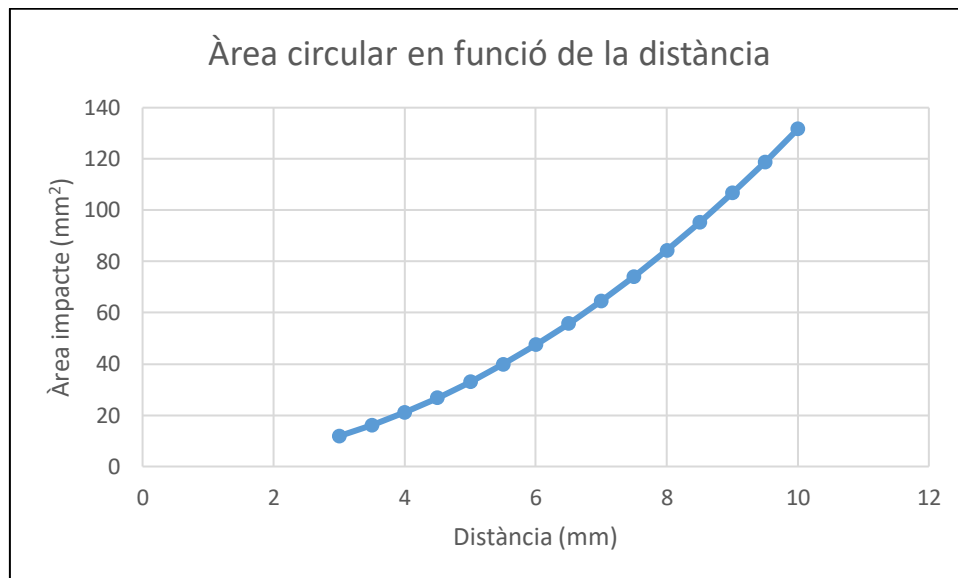


Figura 1.4. Variació de l'àrea d'impacte en funció de la distància

Tot seguit, en la gràfica 1.1 es presenta la variació de l'àrea d'impacte sobre la còrnia en funció de la distància compresa entre el disparador de gasos i aquesta.



Gràfica 1.1. Variació de l'àrea d'impacte en funció de la distància entre el disparador i la còrnia

En veure la gràfica 1.1, s'observa una notable variació de l'àrea estimulada en funció de la distància disparador – còrnia. Aleshores, tenint en compte que la sensibilitat de la còrnia varia en funció de l'àrea estimulada, es pot considerar com a significativa la distància compresa entre el disparador de gasos i l'àpex corneal i no vàlida l'assimilació d'aquesta com a 5mm.

A més a més, considerar la distància entre el disparador i la còrnia com a una variable més a introduir, ens permetria dur a terme posteriors estudis sobre la dependència de la sensibilitat de l'estímul en funció de la distància.

1.5 Estructura del treball

En aquest treball, primerament s'exposarà el disseny del sensor sense contacte proposat per a donar solució a la problemàtica present en l'actual disseny de l'estesiòmetre de Belmonte.

En segon lloc, es presentaran els algoritmes dissenyats pel desenvolupament del sensor sense contacte: calibratge, mesura de la distància i robustesa de l'algoritme. On també es proposaran diferents algoritmes per millorar la robustesa en treballs futurs.

Per a finalitzar, es realitzarà una valoració del sensor dissenyat i s'exposaran les conclusions d'aquest treball, tot validant els objectius inicials.

2 Disseny del sensor

Com ja s'ha esmentat anteriorment en l'apartat 1.4. *Estat de l'art*, l'estesiòmetre de Belmonte manca d'un sistema de mesura que controli la distància compresa entre el disparador de gasos i l'àpex corneal del pacient. Per poder resoldre aquest inconvenient, es proposa dissenyar un sensor sense contacte que mesuri en temps real aquesta distància.

Per a dur a terme el sensor s'utilitzarà com a suport el programari *Matlab* i s'empraran una càmera web i un regle, tal com es mostra en la Figura 2.1.

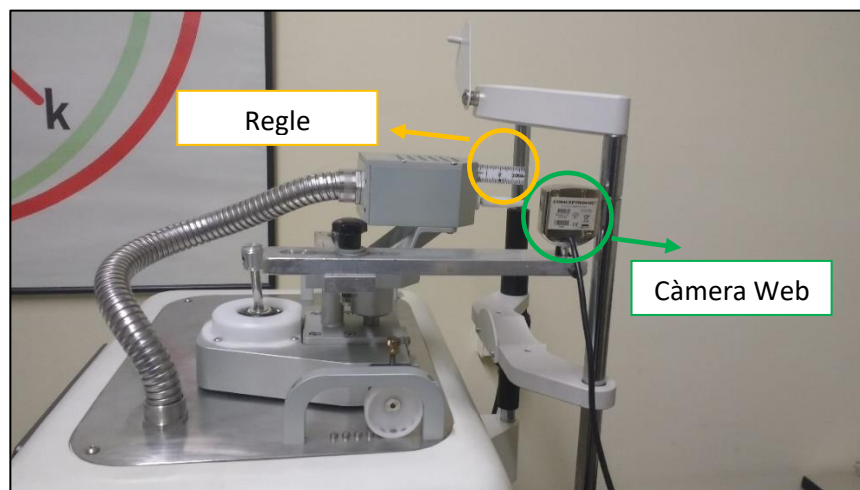


Figura 2.1. Disseny del sensor

2.1 Especificacions de la càmera web

La càmera web utilitzada, tal com s'indica en la taula 2.2, presenta un sensor CMOS, un objectiu enfocable, caracteritzat per un camp de 42,4° en la nostra distància d'enfoc (7 cm) i un sistema d'il·luminació propi, compost per quatre LED's d'intensitat regulable manualment. Aquesta càmera es connecta a un ordinador mitjançant un port USB.

Càmera web: CONCEPTRONIC	
Sensor	CMOS (RGB i 640×480 píxels)
Objectiu	Regulable manualment
Sistema d'il·luminació	4 llums LED regulables

Taula 2.1. Especificacions de la càmera web utilitzada.

A més a més, la càmera consta d'un sistema d'autoguany per evitar l'efecte blooming (Figura 2.2). L'efecte blooming es produeix quan una cel·la del sensor és sobreexcitada i se satura, aleshores aquesta comença a cedir càrrega elèctrica a les cel·les veïnes, provocant la sobreexcitació d'aquestes (Nakamura, 2006).

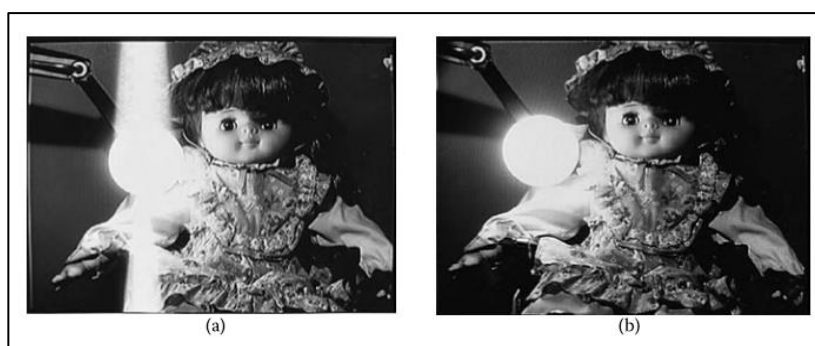


Figura 2.2. ^{a)} Efecte blooming, ^{b)} Autoguany

Font: Nakamura, J. (2006). Image sensors and signal processin for digital still cameras [il·lustració]

Per a dur a terme el sensor, les imatges captades amb de la càmera web (RGB, obtenint 3 matrius tridimensionals, una per a cada canal) seran convertides a imatges en escala de grisos. D'aquesta manera, s'obtindran imatges compostes per una sola matriu tridimensional i es facilitarà la tasca de treball.

Durant el procés de calibratge (exposat en l'apartat 3.1 *Calibratge*) s'utilitzarà com a sistema d'il·luminació la llum present en la sala. Un cop finalitzat aquest, es procedirà a realitzar el procés de mesura de la distància (presentat en l'apartat 3.2 *Mesura de la distància*), en el qual s'emprarà com a únic sistema d'il·luminació les quatre LED's que presenta la càmera web. D'aquesta manera, s'evitaran errors de mesura induïts per la falta de constància de la il·luminació ambiental.

2.2 Especificacions del sistema de mesura

Tot seguit, en la taula 2.1 s'exposen les especificacions del sistema de mesura proposat:

CARACTERISTIQUES SISTEMA DE MESURA	
Rang de mesura	3 – 10 mm
Resolució	0,1 mm/píxel
Temps màxim entre mesures	0,5 s

Taula 2.2. Especificacions sistema de mesura

Pel sistema de mesura, es proposa utilitzar un rang de mesura comprés entre 3 i 10mm. En posicionar el pacient al sistema, ha d'existir una mínima separació entre el disparador i la còrnia, assumida com a 3mm. Per altra banda, una distància major a 10mm és excessiva, amb la qual obtenim una àrea d'impacte sobre la còrnia molt elevada.

Respecte a la resolució, mínim detall que es pot observar, se suggereix una resolució mínima de 0,1mm/píxel. Això ens permetrà detectar variacions de la distància entre el disparador de gasos i la còrnia (distància d) de 0,1mm. Tal com s'ha exposat en l'apartat 1.4 *Estat de l'art* (gràfica 1.1), la relació entre la distància d respecte a l'àrea d'impacte dels gasos no és lineal, aleshores, és d'esperar que la relació entre la variació de l'àrea d'impacte respecte a la resolució de la mida de la distància d (Figura 2.3) tampoc ho sigui.

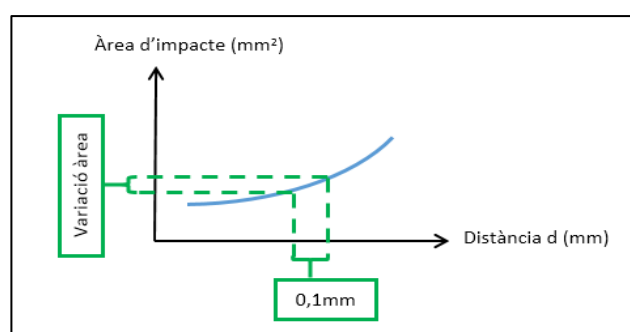
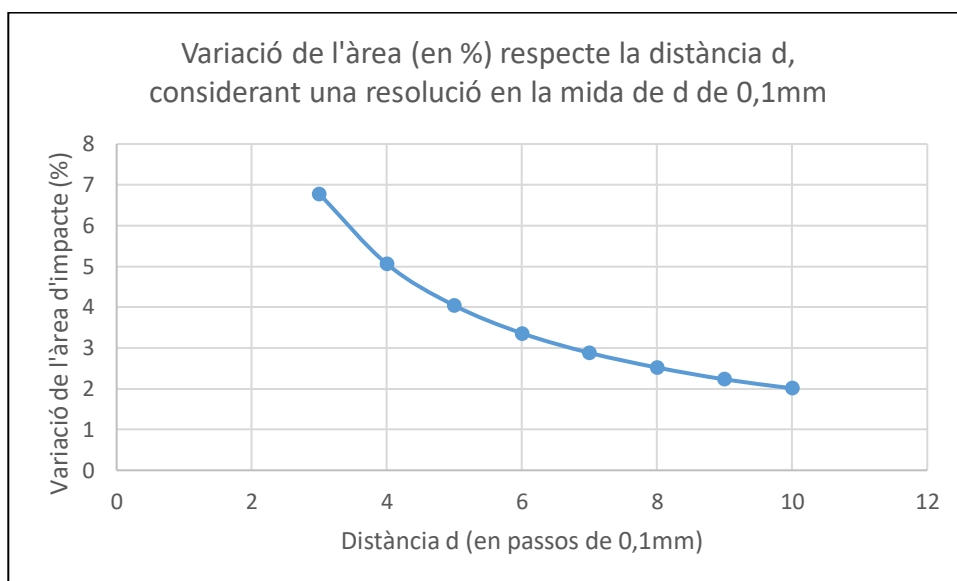


Figura 2.3. Relació variació de l'àrea per cada 0,1mm de variació de la distància d

Tot seguit, es presenta en la gràfica 2.1. la relació variació àrea/resolució distància d , expressada en %:



Gràfica 2.1. Variació de l'àrea d'impacte en %, per un rang de distàncies entre 3 i 10mm assumint una resolució de 0,1mm en la mesura de la distància d

En la gràfica 2.1, s'observa com per a distàncies curtes la variació de l'àrea d'impacte (expressada en %) és major que per a distàncies més grans, essent menors al 4% per a distàncies majors a 5mm.

Per últim, es proposa actualitzar la mesura cada 0,5 segons. Tenint en compte que la càmera capta les imatges amb una velocitat de 30fps (frames per second), es donarà una mesura cada 15 imatges captades per la càmera. D'aquesta manera ens assegurem que el sensor tingui temps en realitzar els càlculs necessaris i no estressar el sistema.

3 Descripció dels algoritmes

En aquest apartat es descriuran els algoritmes dissenyats pel funcionament del sensor sense contacte.

3.1 Calibratge

Per obtenir una mesura correcta de la distància compresa entre el disparador de gasos i l'apex corneal, en primer lloc s'ha de realitzar el calibratge de la càmera web, per tal d'assolir la relació mm/píxel de la imatge.

El calibratge de la càmera només es realitzarà una vegada per a cada subjecte, ja que la càmera es troba en una posició fixa en el muntatge. Per dur-lo a terme es partirà d'una de les imatges captades amb la càmera web en escala de grisos i a través de la imatge del regle situat en el muntatge es contarà el nombre de píxels que hi ha entre cada línia del regle.

Tot seguit s'exposen els passos a seguir per la realització del calibratge:

Primerament s'enfocarà la càmera web al pla que talla axialment el disparador de gasos i l'apex corneal (Figura 3.1). Una vegada enfocada, es capturarà una de les imatges (640×480 píxels) proporcionades per la càmera en escala de grisos (Figura 3.2) i es retallarà, seleccionant la regió superior de la imatge, on està situat el regle. D'aquesta manera obtindrem una imatge composta per una matriu de 640×30 píxels (Figura 3.3).

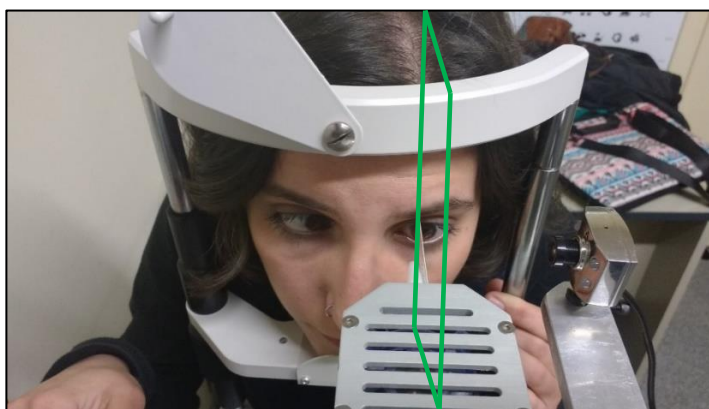


Figura 3.1. Pla que talla axialment el disparador de gasos i l'apex corneal.

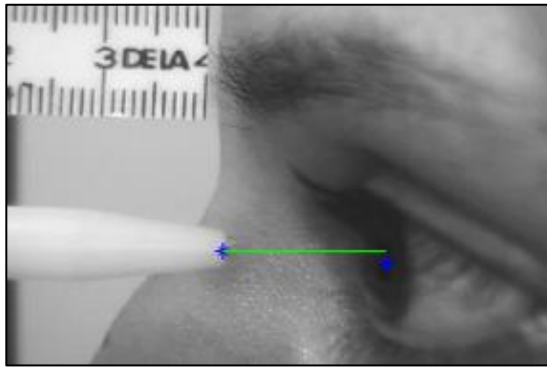


Figura 3.2. Imatge captada per la càmera web
(640x480 píxels)



Figura 3.3. Imatge retallada (640x30 píxels)

Una vegada retallada la imatge es procedirà a la seva binarització. Per realitzar-ho s'imposarà a aquells píxels amb un nivell de gris superior al llindar de binarització un valor de 255, mentre que aquells amb un nivell de gris inferior al llindar se'ls imposarà un valor de 0 (Figura 3.4).

El valor del llindar de binarització és ajustable per l'usuari, permetent escollir el valor més adequat a les condicions d'il·luminació existents.

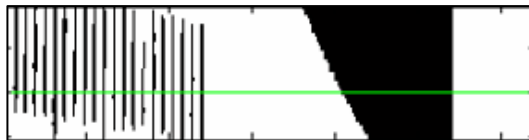


Figura 3.4. Imatge retallada binaritzada

Tot seguit s'agafarà una fila de píxels (fila número 20, representada en verd en la Figura 3.4) de la imatge retallada i s'obtindrà el seu perfil (Figura 3.5). Per realitzar aquesta tasca s'utilitzarà la funció *improfile* que disposa *Matlab*. La funció *improfile* permet traçar una línia sobre la imatge i obtenir els valors dels píxels situats en aquest segment (MathWorks, 2016).

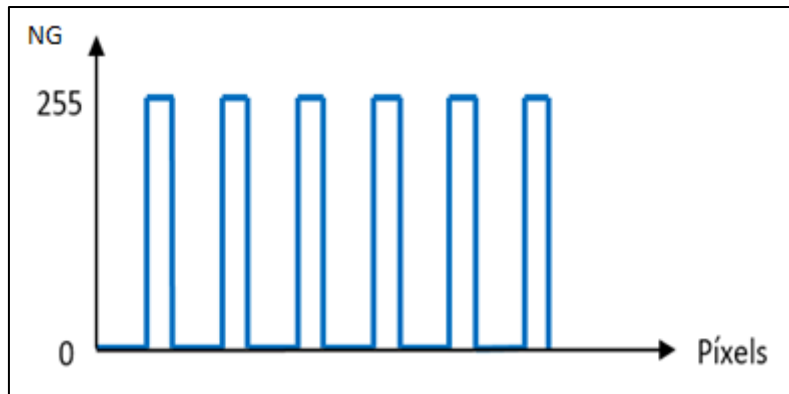


Figura 3.5. Representació d'una part perfil de la línia en la imatge retallada

Una vegada obtingut el perfil de la línia es realitzarà la derivada d'aquest, per poder obtenir les zones on se situen els canvis de pendent, on la derivada serà màxima i així poder trobar les transicions entre un píxel blanc i un píxel negre. En haver binaritzat la imatge retallada del regle cada mil·límetre del regle correspon a una transició entre un píxel blanc i un de negre, aleshores cada 5 transicions correspondran a 5mm (Figura 3.6).

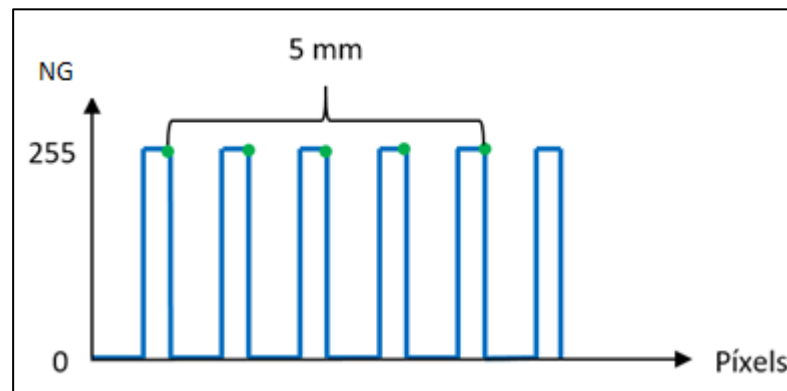


Figura 3.6. Representació de 5mm en el perfil de la línia

A través de la funció *findpeaks* que disposa *Matlab*, es trobaran els 5 primers màxims de la derivada del perfil de la línia i les seves localitzacions. Aleshores, a través de l'equació 3-1 es podrà conèixer quants píxels hi ha entre aquests 5 màxims.

$$\text{Pixels 5 màxims} = \text{posició píxel}_{\text{màx } 5} - \text{posició píxel}_{\text{màx } 1} \quad (3-1)$$

Així doncs, la resolució de la càmera es podrà calcular mitjançant l'equació 3-2.

$$\text{Resolució} = \frac{5 \text{ mm}}{\text{Píxels 5 màxims}} \quad (3-2)$$

La resolució obtinguda pel sensor sense contacte dissenyat, aplicant el mètode descrit és:

$$\text{Resolució} = 0,1\text{mm/píxel}$$

Per a finalitzar aquest apartat, a continuació, en la figura 3.7 es mostra l'apartat del calibratge en el sensor dissenyat.

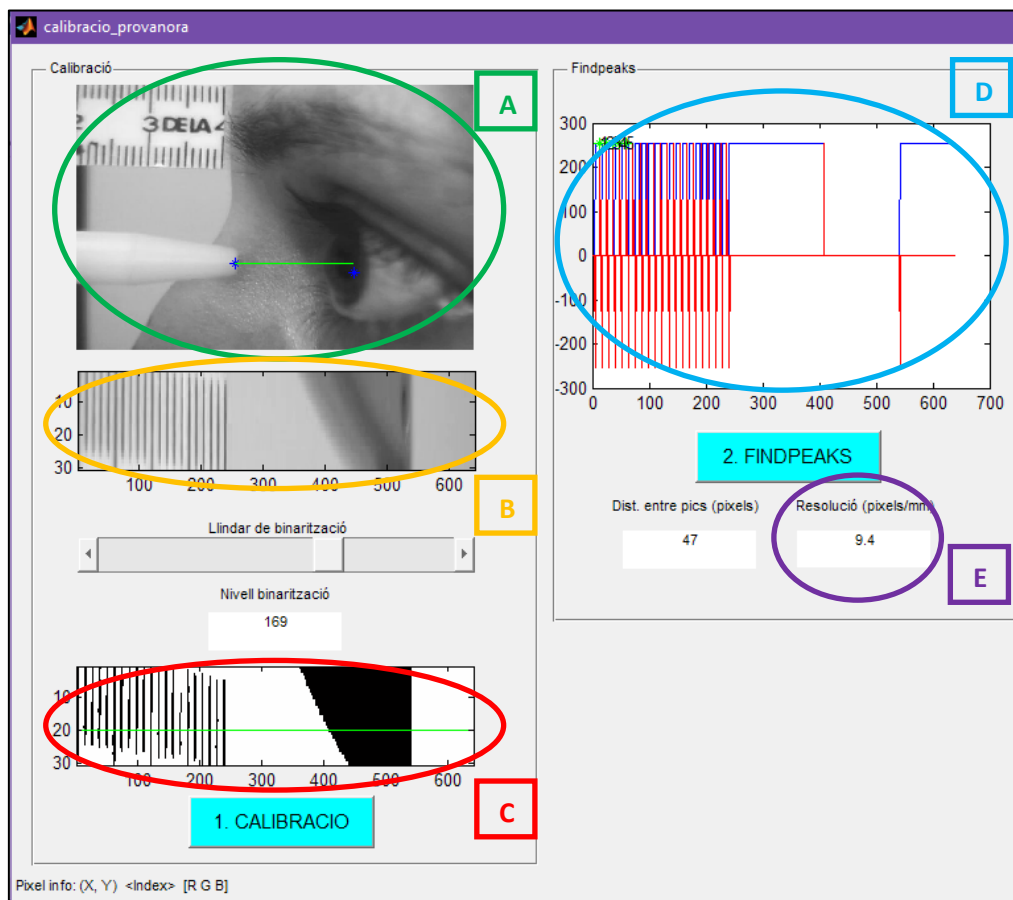


Figura 3.7. Calibratge sensor sense contacte dissenyat. A) Imatge captada per la càmera web, B) Imatge retallada, C) Imatge retallada binaritzada, D) Perfil de la línia de la imatge binaritzada (vermell) i la seva derivada (blau), E) Resolució obtinguda

3.2 Mesura de la distància

Una vegada realitzat el calibratge de la càmera web, en segon lloc, serà necessari trobar un mètode mitjançant el qual es pugui detectar la posició de l'àpex corneal, per poder concloure la distància compresa entre el disparador de gasos i l'àpex corneal.

Per explicar el funcionament d'aquesta part del programari, a continuació es descriurà com es va idear el mètode utilitzat per a detectar la posició de l'àpex corneal:

A través del programa *ImageJ* es va analitzar, en una de les imatges captades amb la càmera web, una línia de píxels compresa entre el disparador de gasos i l'escleròtica (Figura 3.8).

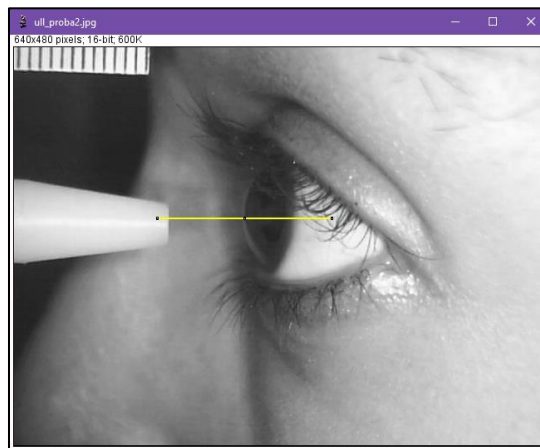


Figura 3.8. Analitzem una línia de píxels

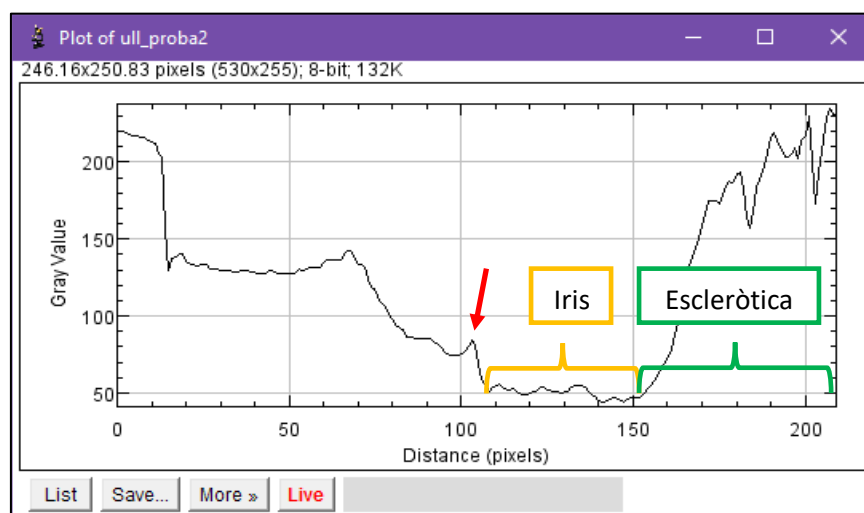


Figura 3.9. Plot profile de la línia dibuixada. Indicació de les zones característiques

En obtenir el perfil de la línia dibuixada en la imatge (Figura 3.9), es va observar un petit màxim, seguit d'una caiguda de la gràfica i una pujada. Aquest petit màxim és degut a la percepció del reflex de la llàgrima, tot seguit, la gràfica del perfil descendeix en trobar l'iris (zona fosca) i torna a ascendir en trobar l'escleròtica (zona clara).

En vista d'aquest perfil, per a dur a terme aquesta part del programari, es planteja utilitzar un algoritme que ens permeti, de la mateixa manera que amb el programa *ImageJ*, obtenir el perfil d'una línia de píxels de la imatge compresa entre el disparador de gasos i l'iris i localitzar aquest petit màxim que es mostra en el perfil en les imatges captades a través de la càmera web.

Per a dur-ho a terme, en primer lloc, s'utilitzarà la funció *ginput* que disposa *Matlab*. "Aquesta funció permet introduir les coordenades del punt sobre el qual se situa el cursor en clicar" (García de Jalón & Rodríguez, 2005, pág. 107).

S'introduiran dos punts en la imatge, el primer punt (x_1, y_1) se situarà davant el disparador de gasos i el segon punt (x_2, y_2) sobre l'iris. La funció *ginput* ens retornarà les coordenades d'aquests dos punts i els representarà sobre la imatge (Figura 3.10). Tot seguit s'uniran P_1 i P_2 mitjançant una línia recte horitzontal, per que això es compleixi s'imposarà que $y_2 = y_1$.

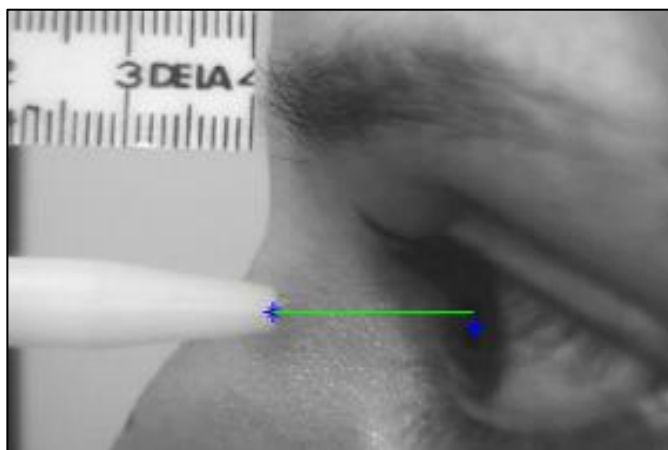


Figura 3.10. Punts introduïts a través de la funció *ginput*

A través de la funció *improfile*² s'obtindrà el perfil de la línia compresa entre els dos punts. En la figura 3.11 podem observar, de la mateixa manera que succeeix amb el programa *ImageJ*, també s'obté un petit màxim en la zona on se situa l'àpex corneal, corresponent a la zona de transició entre el reflex de la llàgrima i l'iris.

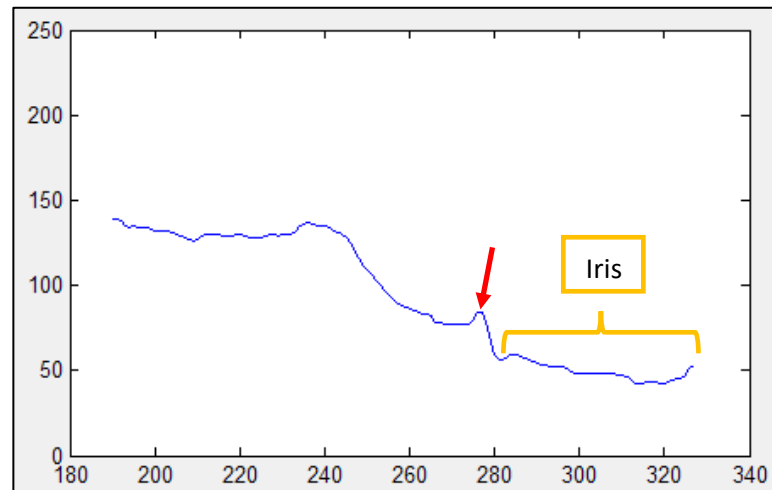


Figura 3.11. Perfil de la línia dibuixada. En l'eix x trobem representats els píxels i en l'eix y els valors de NG

Per poder observar aquest petit màxim amb un major detall (zona de major pendent) es procedirà a realitzar la derivada del perfil d'aquesta línia (Figura 3.12).

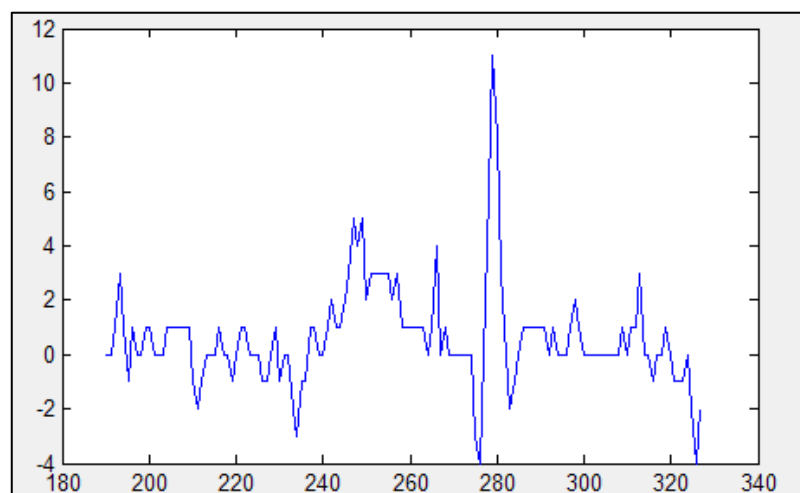


Figura 3.12. Derivada del perfil de la línia

² Vista en l'apartat 3.1 Calibratge

A través de la funció *max* de *Matlab* es trobaran les coordenades del màxim de la derivada del perfil ($x_{\text{màxim}}$, $y_{\text{màxim}}$), que correspondrà a la localització l'apex corneal (Figura 3.13). “La funció *max* retorna l'element més gran d'un array³” (MathWorks, 2016).

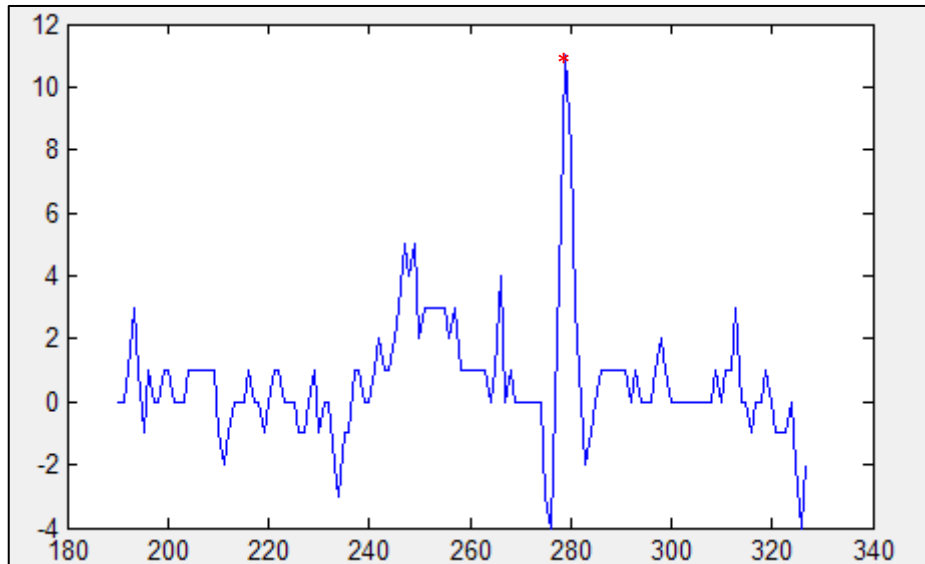


Figura 3.13. Màxim de la derivada del perfil

Finalment, una vegada localitzat el màxim ($x_{\text{màxim}}$, $y_{\text{màxim}}$) i coneixent la resolució del sensor (resolució, determinada en l'apartat 3.1) es podrà calcular la distància compresa entre el disparador de gasos i l'apex corneal (distància d) aplicant la següent equació:

$$\text{Distància } d \text{ (mm)} = \frac{\text{Resolució}}{x_{\text{màxim}} - x_1} \quad (3-3)$$

³ Un array és un medi de guardar un conjunt de dades d'una mateixa classe. S'accedeix a cada element individual de l'array mitjançant un número enter denominat índex, on 0 és l'índex del primer element i $n-1$ l'índex de l'últim, essent n la dimensió de l'array.

Per a finalitzar aquest apartat, a continuació, en la figura 3.14 es mostra l'apartat de mesura de la distància en el sensor dissenyat.

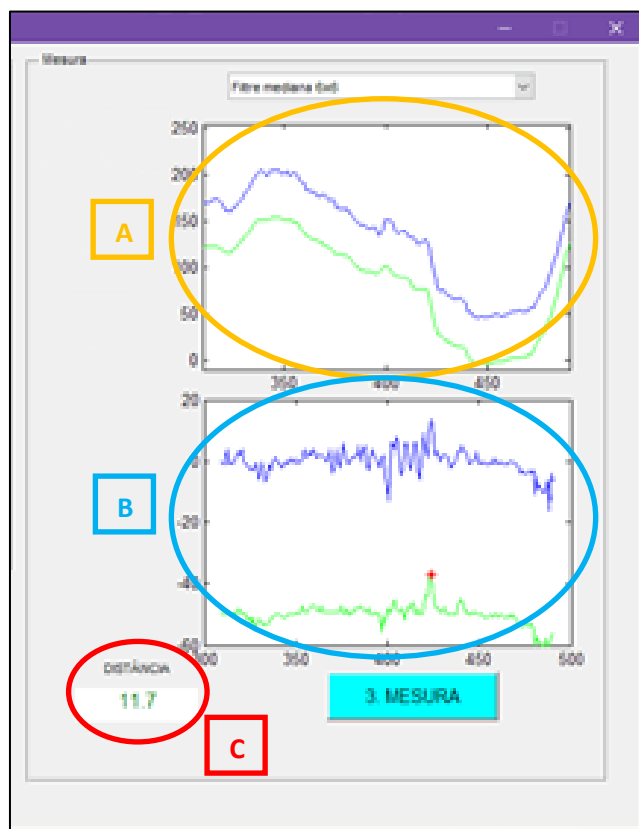


Figura 3.14. Mesura de la distància en el sensor. A) En color blau es representa el perfil de la línia dibuixada al damunt de la imatge, B) En color blau es representa la derivada del perfil de la línia dibuixada, C) Es representa la distància compresa entre el disparador de gasos i l'àpex corneal.

3.3 Detecció de la parpella

Una vegada coneguda la distància present entre el disparador i l'àpex corneal, s'ha de tenir en compte que no sempre ens trobarem amb la mateixa situació, ja que també s'ha de considerar el parpelleig. Quan el pacient es trobi amb la parpella tancada el perfil de la línia dibuixada sobre la imatge canviarà i no es detectarà el reflex de la llàgrima. Aleshores per a donar solució davant aquesta situació, es proposa implementar un algoritme al sensor que permeti la detecció de la parpella tancada i no assigni mesura davant aquesta condició.

Per explicar el funcionament d'aquesta part del programari, tot seguit es descriurà com es va idear el mètode utilitzat per a la detecció de la parpella:

A través del programa *ImageJ* es van analitzar una línia de píxels, en una de les imatges captades amb la parpella tancada (Figura 3.15) i en una de les imatges amb la parpella oberta (Figura 3.16).

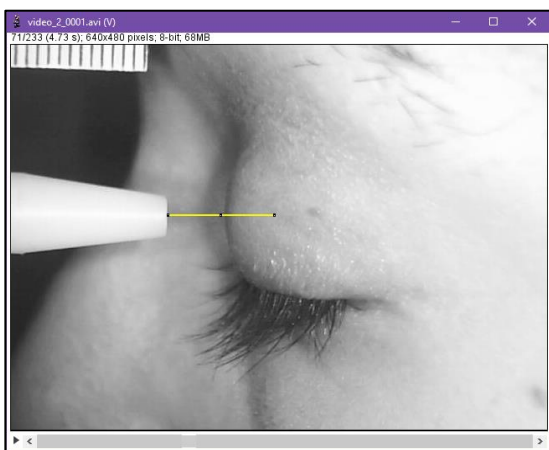


Figura 3.15. Analitzem una línia de píxels de la imatge amb la parpella tancada

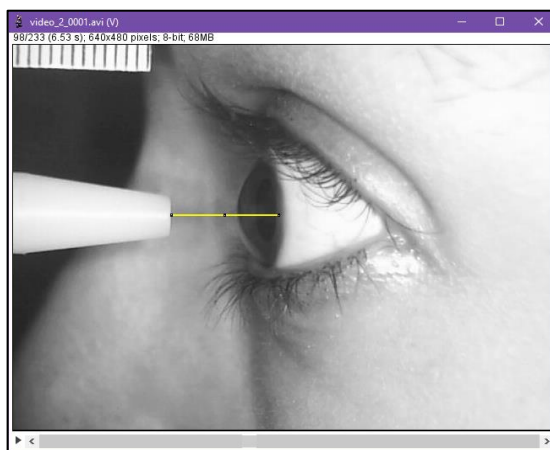


Figura 3.16. Analitzem una línia de píxels de la imatge amb la parpella oberta

En comparar els perfils obtinguts de les dues imatges (Figures 3.17 i 3.18, presentades a continuació) es va observar que existien diferències molt significatives entre ambdós perfils. En el perfil de la imatge amb la parpella tancada (Figura 3.17) s'observa un petit mínim, a causa de l'ombra del contorn de la parpella, seguit d'una pujada de la gràfica en trobar la parpella (zona clara). Per altra banda, en el perfil de la imatge amb la parpella oberta (Figura 3.18) s'observa un petit màxim a causa del reflex de la llàgrima, seguit d'un descens de la gràfica (iris).

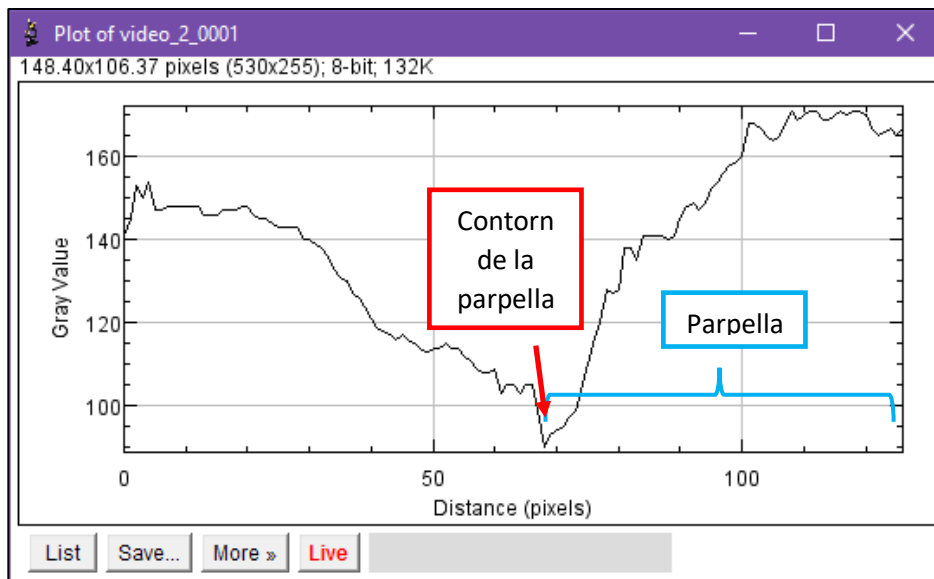


Figura 3.17. Plot profile de la línia dibuixada sobre la imatge amb la parpella tancada. Indicació de les zones característiques

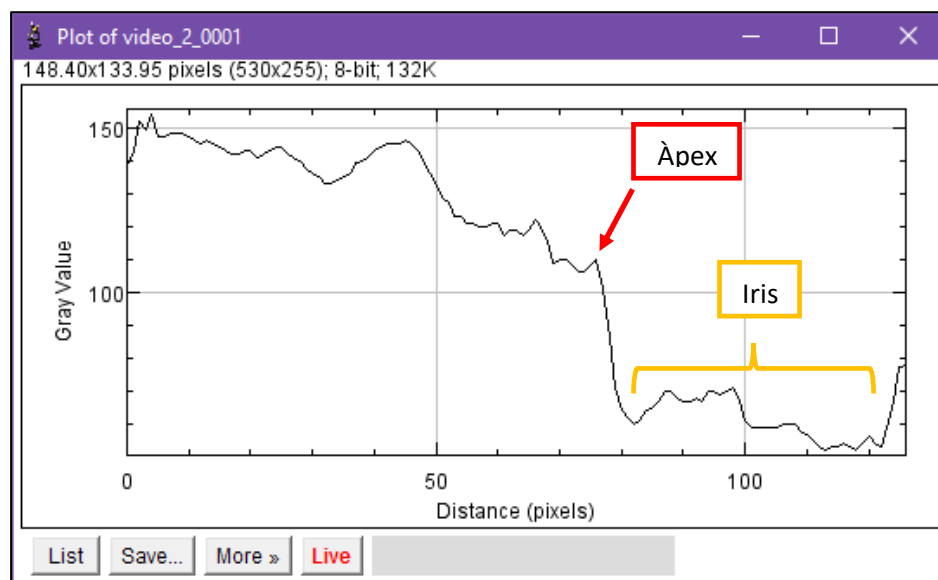


Figura 3.18. Plot profile de la línia dibuixada sobre la imatge amb la parpella oberta. Indicació de les zones característiques

En vista d'aquestes diferències entre ambdós perfils, per a dur a terme la detecció de la posició de la parpella es planteja un algoritme que ens permeti detectar quan la gràfica del perfil adquireixi la forma de la gràfica corresponent a la parpella tancada.

Hem de recordar que quan la parpella es troba oberta la posició de l'apex corneal es localitza buscant el màxim de la derivada del perfil de la línia representada sobre la imatge (exposat en l'apartat 3.2. *Mesura de la distància*). Quan la parpella es troba tancada (Figura 3.19) en el perfil d'aquesta línia s'obté un mínim en la zona on es localitza el contorn de la parpella (Figura 3.20), que es tradueix en el màxim corresponent a la derivada d'aquest perfil (Figura 3.21).

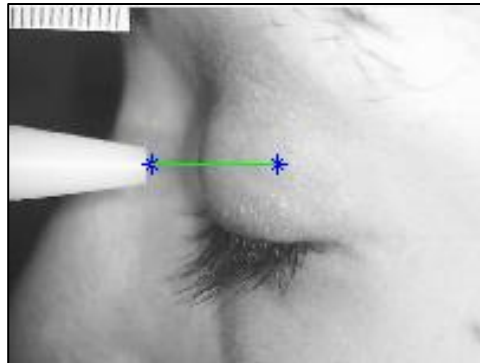


Figura 3.19. Línia dels quals s'obtindrà el seu perfil

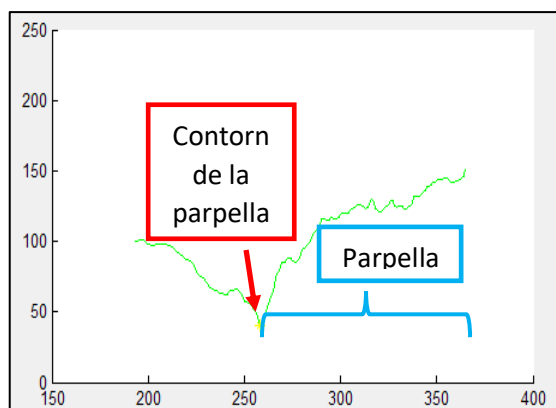


Figura 3.20. Perfil de la línia dibuixada. En l'eix x trobem representats els píxels i en l'eix y els valors de NG

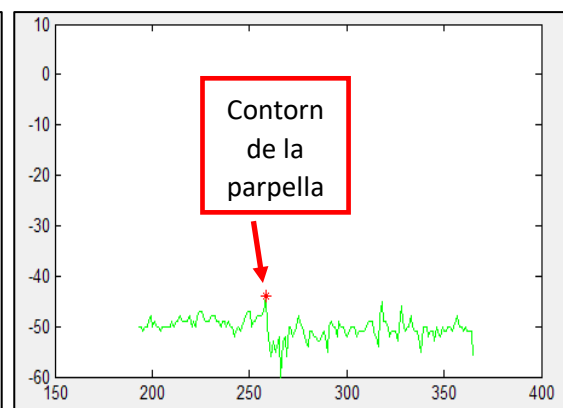


Figura 3.21. Derivada del perfil de la línia. En l'eix x trobem representats els píxels i en l'eix y els valors de NG

Per a detectar quan varia el perfil de la línia, és a dir, quan es tanca la parpella, s'utilitzarà la sentència *if* que disposa *Matlab*. La instrucció *if* indica que s'executin un seguit d'ordres si una condició especificada es compleix (Lent, 2013). Mitjançant aquesta sentència s'imposarà com a condició que mitjana de la suma de tots els valors de nivell de gris del perfil de la línia, compresos des del punt on està situat el màxim fins a l'últim valor de la gràfica, sigui major al valor de nivell de gris que presenta el màxim.

Si aquesta condició es compleix, s'executarà l'ordre de no donar valor a la distància i introduir les sigles "PT", que signifiquen parpella tancada.



Figura 3.22. Indicador de parpella tancada

Per altra banda, si aquesta condició imposada no es compleix, s'executarà l'ordre de seguir donant valor a la distància corresponent entre el disparador i l'àpex.

3.4 Robustesa de l'algoritme

Un cop realitzat el calibratge, la mesura de la distància i la detecció de la parpella, per últim, per tal de minimitzar possibles errors, és necessari implementar una determinada robustesa a l'algoritme del sensor.

El fet de localitzar l'àpex corneal mitjançant la derivada suposa que el sistema és molt sensible al soroll. Aleshores, per tal d'obtenir una mesura estable s'haurà de minimitzar el soroll.

Una manera d'eliminar aquest soroll és aplicar un filtre passa baixos. Per a dur a terme aquest sensor s'han escollit diversos filtres mitjana, presents en l'entorn de *Matlab*, a través de la funció *medfilt2*. Aquesta funció realitza el filtratge mitjà d'una matriu A en dues dimensions, on a cada píxel de sortida li és assignat la mitjana del valor dels píxels veïns $M \times N$ al voltant del píxel de la imatge d'entrada (Mathworks, 2017). Es defineix la mitjana com el valor intermedi en ordenar els píxels veïns en funció de la seva intensitat.

En la figura 3.23 es presenta un exemple, en aplicar un filtre mitjana 3×3 . El valor del píxel localitzat en la posició (x,y) en la imatge de sortida serà el valor mitjà en ordenar de menor a major tots els píxels que conformen la matriu de 3×3 .

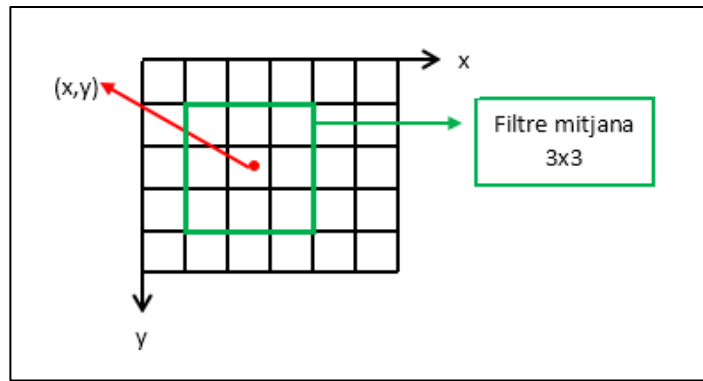


Figura 3.23. Medfilt2, exemple aplicant un filtre de 3x3

Tot seguit, en la taula 3.1, s'exposen els diferents filtres mitjana aplicats al sensor:

Tipus de filtre mitjana utilitzats (M×N)	Filtre 3×3
	Filtre 4×4
	Filtre 5×5
	Filtre 6×6

Taula 3.1. Tipus de filtres mitjana aplicats en l'algoritme del sensor

A través de l'objecte *listbox*⁴ que trobem en *Matlab*, s'ha dut a terme un llistat per a poder seleccionar el filtre més oportú en cada cas (Figura 3.24).

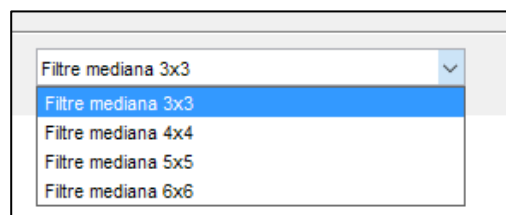


Figura 3.24. Listbox dissenyada per a poder seleccionar el tipus de filtre d'interès

⁴ L'objecte *listbox* presenta una llista d'opcions que poden ser escollides.

A continuació, en la figura 3.25, es mostra un exemple de com varia el perfil de la línia aplicant un filtre mitjana 6x6. On s'observa que aplicant el filtre se suavitza la línia del perfil. S'ha de tenir en compte que en suavitzar el perfil es fa més difícil la tasca de detecció de l'àpex corneal, ja que serà més difícil la detecció del petit màxim utilitzat per a localitzar-lo. Així doncs, s'ha d'arribar a una solució de compromís entre el suavitzat del perfil de la imatge i la detecció del màxim corresponent a l'àpex corneal.

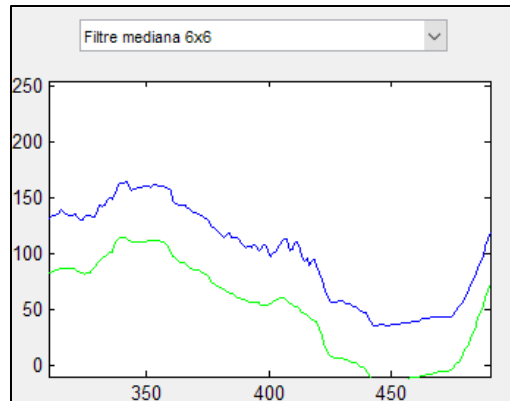


Figura 3.25. Color blau: perfil de la línia, color verd: perfil de la línia aplicant un filtre mitjana de 6x6

Per a finalitzar, un altre algorisme que es podria implementar al sensor per a millorar la seva robustesa, seria aquell que comparés el valor donat entre mesures. D'aquesta manera, una mesura errònia es podria localitzar comparant-la amb valors de mesures anteriors. A continuació, es presenten dues estratègies plantejades per a millorar la robustesa del sensor:

- Problemàtica 1: La mesura de la distància obtinguda amb el sensor (distància disparador– àpex) no és estable i presenta petites variacions:

Per donar solució a aquesta problemàtica, es proposa introduir un algorisme al sensor que permeti realitzar el promig dels valors obtinguts (distància disparador– àpex) en 15 imatges, és a dir, presentar una mesura promig cada 0,5s, i truncar el resultat a la dècima. Tal com es pot observar en la taula 3.2, presentada a continuació.

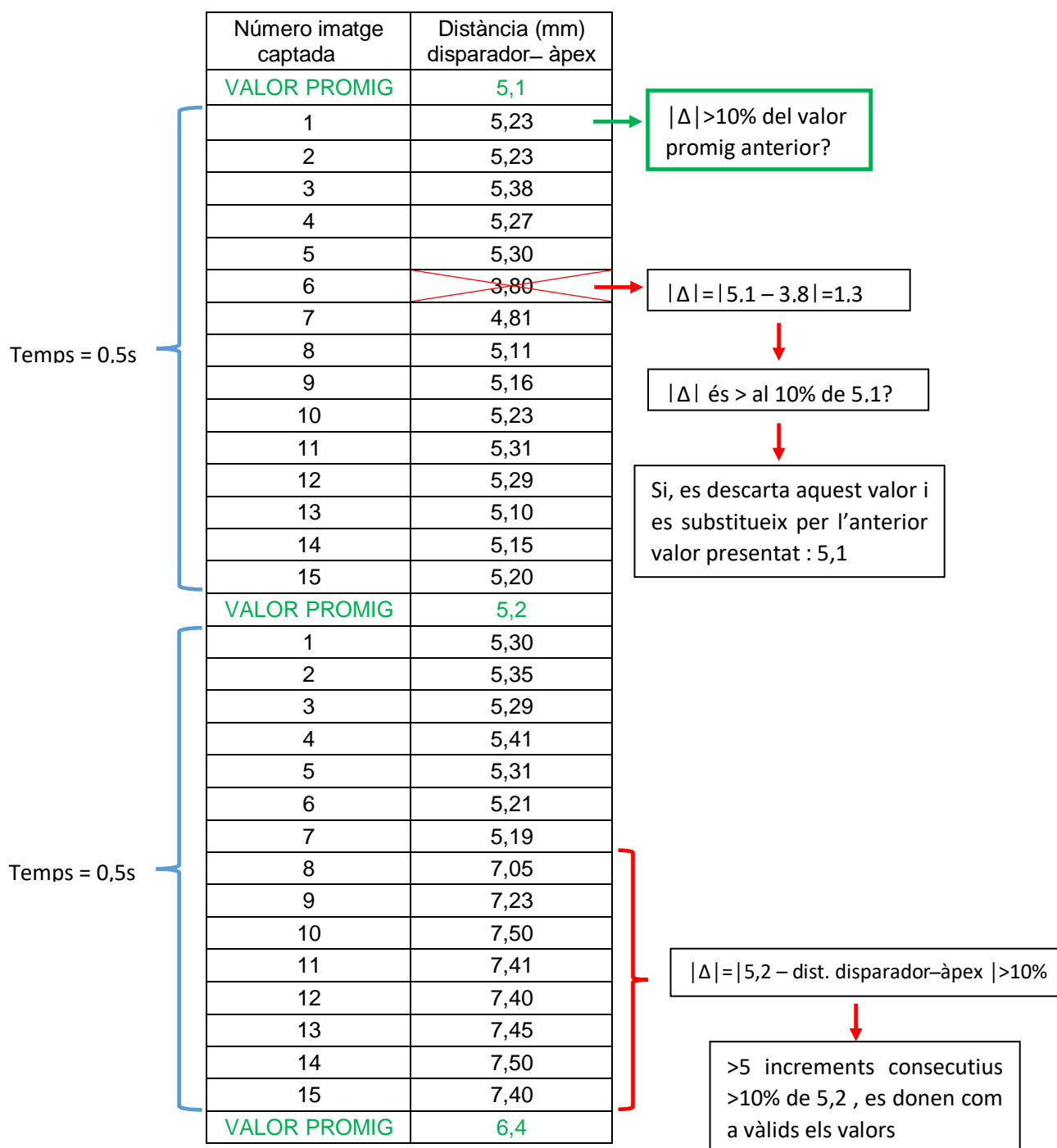
	Número imatge captada	Distància (mm) disparador-àpex	
Temps = 0,033s	1	5,23	Temps = 0,5s
	2	5,23	
	3	5,38	
	4	5,27	
	5	5,30	
	6	5,37	
	7	5,28	
	8	5,11	
	9	5,16	
	10	5,23	
	11	5,31	
	12	5,29	
	13	5,10	
	14	5,15	
	15	5,20	
	VALOR PROMIG	5,2	$\text{VALOR} = \frac{\sum_{i=1}^{15} \text{Distància disparador-àpex}}{15}$
Temps = 0,033s	1	5,30	Temps = 0,5s
	2	5,35	
	3	5,29	
	4	5,41	
	5	5,31	
	6	5,21	
	7	5,19	
	8	5,11	
	9	5,25	
	10	5,26	
	11	5,30	
	12	5,36	
	13	5,28	
	14	5,31	
	15	5,40	
	VALOR PROMIG	5,2	$\text{VALOR} = \frac{\sum_{i=1}^{15} \text{Distància disparador-àpex}}{15}$

Taula 3.2. Exemple algoritme de robustesa a introduir per evitar petites variacions de la distància disparador-àpex

- Problemàtica 2: La mesura de la distància obtinguda amb el sensor (distància disparador-àpex) no és estable i presenta grans variacions:

Per donar solució a aquesta problemàtica, es proposa introduir un algoritme al sensor que permeti calcular l'increment, en valor absolut, de la distància disparador-àpex obtinguda per cada imatge, respecte al valor

promig anterior. Si aquest increment és major al 10%, respecte al valor promig anterior, es descartarà el valor i serà substituït pel valor promig anterior. Per contra, si es compleix que es localitzen consecutivament 5 increments majors al 10%, respecte al valor promig anterior, segurament ens trobarem davant un moviment de l'ull, aleshores, es donaran com a vàlids els valors obtinguts. A continuació, en la taula 3.3 es mostra un exemple aplicant aquest algoritme.



Taula 3.3. Exemple algoritme de robustesa a introduir per evitar grans variacions de la distància disparador-àpex

4 Valoració del sensor dissenyat

La intencionalitat del sensor dissenyat (Figura 4.1) és resoldre en temps real la distància compresa entre el disparador de gasos i l'apex corneal del pacient en un estesiòmetre de Belmonte.

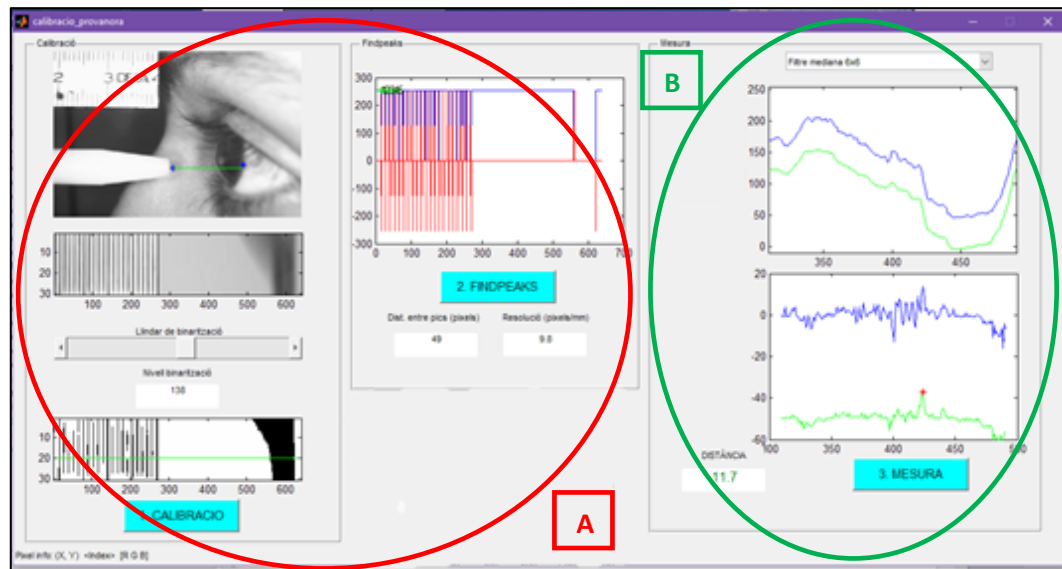


Figura 4.1. Sensor sense contacte dissenyat. A) Calibratge, B) Mesura de la distància

La figura 1.4 correspon a la interfície gràfica del sensor, desenvolupada en l'entorn gràfic de *Matlab*, on es representen dues zones:

- Zona A: Dedicada al calibratge del sensor. Presenta com a objectiu obtenir la relació mm/píxel de la imatge, partint de les imatges captades amb la càmera web.
- Zona B: Dedicada a la mesura de la distància en temps real. Té com a propòsit determinar la distància compresa entre el disparador de gasos i la còrnia (d), a través de la localització de l'apex corneal.

A continuació es valoraran els avantatges que ens aporta aquest sensor:

El sensor dissenyat ens permet, a través d'un mètode no invasiu, detectar la posició de l'apex corneal del pacient cada 0,5 segons. A més a més, també ens permet detectar quan la parpella es troba tancada.

Gràcies a la resolució obtinguda amb la càmera web, 0,1mm/píxel, podem determinar la distància entre el disparador i la còrnia amb una precisió de dècimes de mil·límetre. Això, ens permetrà detectar petites variacions en l'àrea estimulada pel flux de gasos de l'estesiòmetre en funció de la distància entre el disparador i la còrnia, permetent posteriors estudis basats en la dependència de la sensibilitat de l'estímul en funció de la distància.

El disseny d'aquest sensor ens permet determinar sense exercir cap contacte i en temps real, la distància compresa entre el disparador de gasos i l'apex corneal del pacient. Tot i això, la robustesa que presenta el sensor es podria millorar introduint altres algoritmes (exposats en l'apartat 3.4 d'aquest treball). D'aquesta manera, l'estabilitat de la mesura de la distància obtinguda amb el sensor augmentaria i s'evitarien possibles variacions.

5 Conclusions

En aquest treball, s'han assolit els objectius plantejats inicialment. A continuació, s'exposa com s'han arribat a aconseguir:

Primerament, per tal d'assolir el primer objectiu plantejat s'han especificat les característiques del sensor sense contacte dissenyat. Pel sensor es proposa, un rang de mesura comprés entre 3 i 10mm, una resolució de 0,1mm/píxel i un temps màxim entre mesures de 0,5 segons.

En segon lloc, per poder trobar un mètode que permeti detectar la posició de l'àpex corneal en una imatge i validar d'aquesta manera el segon objectiu, s'ha fet ús del programa *ImageJ*. Com a mètode de detecció de l'àpex corneal, es proposa la localització d'un petit màxim, present en la gràfica obtinguda en realitzar el perfil d'una línia compresa entre el disparador de gasos i l'escleròtica.

En tercer lloc, mitjançant el programari *Matlab*, s'han dissenyat els algorismes basats en el mètode de detecció de l'àpex corneal elegit i s'ha confeccionat una interfície gràfica d'usuari (GUI). Amb el suport d'una càmera web i un regle, s'ha dut a terme el sensor sense contacte, capaç de determinar en temps real la distància compresa entre el disparador de gasos i l'àpex corneal, aconseguint d'aquesta manera la validació del tercer objectiu plantejat.

Finalment, s'ha dut a terme una valoració del sensor dissenyat. Avaluant els avantatges del sensor i proposant algorismes a implementar per a millorar la robustesa del sensor, com a treballs futurs.

6 Bibliografía

1. Nakamura, J. (2006). *Image sensors and signal processing for digital still cameras*. New York: Taylor & Francis Group .
2. Belmonte, C., Acosta, M., Schmelz, M., & Gallar, J. (1999). Measurement of corneal sensitivity to mechanical and chemical stimulation with a CO2 esthesiometer. *IOVS*, 513-524.
3. Cuevas Jimenez, E., & Zaldivar Navarro, D. (s.f.). Visión por Computador utilizando MatLAB Y el Toolbox de Procesamiento Digital de Imágenes.
4. García de Jalón, J., & Rodríguez, J. I. (2005). *Aprenda Matlab 7.0 como si estuviera en primero*. Madrid.
5. Lent, C. (2013). Learning to program with Matlab. Building GUI Tools. Chichester, United Kingdom: Wiley.
6. *MathWorks*. (4 de 03 de 2016). Obtenido de <http://es.mathworks.com>
7. *Mathworks*. (8 de Maig de 2017). Obtenido de <https://es.mathworks.com/help/images/ref/medfilt2.html>
8. Nazarian , J., & O'Leary, D. (1985). Corneal sensitivity in myasthenia gravis. *British Journal of Ophthalmology*, 519-521.